

(15) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平7-504828

第1部門第2区分

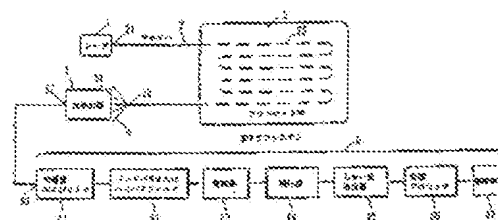
(43) 公表日 平成7年(1995)8月1日

(51) Int. Cl. <sup>4</sup>	識別記号	序内整理番号	F 1				
A 6 1 B	5/11						
	5/0245						
	5/05	0525-4C					
		0525-4C		A 6 1 B	5/10	3 1 0	A
		7538-4C			5/02	3 1 0	A
				審査請求	未請求	予備審査請求	有 (全 26 頁)
(21) 出願番号 特願平5-510290				(71) 出願人 アラメッド・コーポレーション			
(22) 出願日 平成4年(1992)12月4日				アメリカ合衆国、カリフォルニア州			
(56) 特許文献出典 平成5年(1994)5月6日				6428, ポートラ・バレー、ウイロープル			
(86) 国際出願番号 PCT/US92/10354				ック・ドライブ 115			
(87) 国際公開番号 WO93/11553				(72) 発明者 ナファーレイト、アントニオ・ビー			
(87) 国際公開日 平成5年(1993)8月10日				アメリカ合衆国、カリフォルニア州			
(31) 優先権主張番号 8 0 2, 8 5 6				55132, サン・ホセ、テラ・ノール			
(32) 優先日 1991年12月8日				1059			
(33) 優先権主張国 米国 (US)				(72) 発明者 ローソン、エリック・ジー			
(31) 優先権主張番号 9 7 5, 8 5 3				アメリカ合衆国、カリフォルニア州			
(32) 優先日 1992年11月13日				96070, サラトガ、モーリソン・ウェイ			
(33) 優先権主張国 米国 (US)				59887			
				(74) 代理人 弁理士 鈴江 誠彦 (外3名)			
				最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 光ファイバ運動センサ

(57) 【要約】

監視されている流体に物理的に結合された光ファイバ導波体を通じて光が伝送され、光ファイバ導波体の出力におけるモード雑音光検出器に供給され、フィルタ処理され、整流されて解析され、呼吸および心拍を検出する光ファイバ生体運動センサ。呼吸の検出は、整流されフィルタ処理された信号をローパスフィルタ処理し、ローパスフィルタ処理された信号の適応しきい値検出することによって行われる。類似しているが別の技術が心拍を検出するために使用される。1実施例において、検出の信頼性は光検出器に供給された光の斑点数をほぼ50%まで減少し、それによってモード雑音電流を最大にすることによって高められる。別の実施例において、光検出器は光ファイバ導波体からの光のほぼ2/3だけ分離して照明された2つの半分を有する。光検出器の半分の出力は演算増幅器の正および負の入力に供給され、それによって共通モードの雑音は排除され、モード雑音電流およびしたがってモード雑音検出の感度が高められる。



特許第7-504828 (2)

図1の構成

1. 入力部と、

入力部部、出力部部、並びに前記入力部および出力部部の中継の機能部を含む、前記入力部部で前記入力部からの信号を受けるように設置された光ファイバ導波管と、

前記機能部が動作するように結合され、設置されている媒体の運動を促進するための可動手段と、

前記機能部の運動に応じてパターン変化する光の強度パターンを受けるように前記出力部部に近接して設置されており、前記強度パターンの変化を誘発する電磁波信号を生成する光送出手段と、

異なる呼吸および心拍運動を示す電磁波信号を識別し、異なる呼吸および心拍運動からの電磁波信号を異なる電磁波信号とされるを区別する識別手段とを具備し、

この識別手段は、

前記光送出手段によって生成された信号における呼吸および心拍に關連した通過領域中のパワー値を示すパワー値信号を生成するためのパワー決定手段と、

前記媒体の呼吸を示す信号を前記パワー値信号から抽出し、前記媒体の呼吸を示す信号を出力するための前記パワー決定手段に結合された呼吸抽出手段と、

前記媒体の心拍を示す信号を前記パワー値信号から抽出し、前記媒体の心拍を示す信号を出力するための前記パワー決定手段に結合された心拍抽出手段と、

抽出された呼吸信号および抽出された心拍信号の少なく

とも一方を示す信号の少なくとも一方を生成し、抽出された呼吸信号および抽出された心拍信号の少なくとも一方が正常な呼吸および心拍運動からの信号をそれぞれ示した場合に該信号を生成するための前記手段とを具備している光ファイバ媒体運動ユニット。

2. 前記呼吸抽出手段は、

呼吸信号が異なる内容を有している通過領域中の信号を通過させるためのローパスフィルタ手段と、

バンドパスフィルタ手段を通過した信号がしきい値を超えた時を抽出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって抽出された信号に基づいて呼吸を示す前記信号を生成するためのプロセス手段とを具備している請求項1記載のユニット。

3. 前記しきい値手段は、前記ローパスフィルタ手段によって出力された信号の最大レベルと最小レベルとの間の差の閾値として動作するしきい値を生成する閾値しきい値生成手段を具備している請求項2記載のユニット。

4. 前記閾値しきい値生成手段は、前記ローパスフィルタ手段によって出力された信号が異なる最大レベルを超えるか、又は現在の最小レベルより下に低下した時は常にそれぞれローパスフィルタ手段によって抽出された信号のレベルにおいて前記最大および最小レベルを新しいレベルに再設定し、その後予め定められた比率で前記再設定された最大レベルを減少させ、前記再設定された最小レベルを増加させる請求項3記載のユニット。

5. 前記パワー決定手段は、呼吸信号および心拍信号が最大内容および最小内容  $I_{max}$  の通過領域を有する中心周波数  $f_{c1}$  を有するバンドパスフィルタおよび低通フィルタを含む、前記呼吸抽出手段のローパスフィルタは  $0.5$  Hz のカットオフ周波数を有している請求項4記載のユニット。

6. 前記パワー決定手段のバンドパスフィルタは、 $0.5$  Hz 乃至  $1.0$  Hz の通過領域を有している請求項4記載のユニット。

7. 前記心拍抽出手段は、

心拍信号が異なる内容を有している通過領域中の信号を通過させるためのバンドパスフィルタ手段と、

前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号がしきい値を超えた時を抽出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって抽出された信号に基づいて心拍を示す前記信号を生成するためのプロセス手段とを具備している請求項1記載のユニット。

8. 前記しきい値手段は、

前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号における予め定められた割合の平均されたビーク振幅に等しくしきい値を設定する手段とを具備している請求項7記載のユニット。

9. 前記パワー決定手段は呼吸信号および心拍信号が最大内容および最小内容  $I_{max}$  の通過領域を有する中心周波数  $f_{c1}$  を有するバンドパスフィルタおよび低通フィルタを含む、前記心拍抽出手段のバンドパスフィルタは  $0.5$  Hz 乃至  $1.0$  Hz の通過領域を有している請求項7記載のユニット。

10. 前記パワー決定手段のバンドパスフィルタは、 $0.5$  Hz 乃至  $1.0$  Hz の通過領域を有している請求項7記載のユニット。

11. 前記心拍抽出手段は、

心拍信号が異なる内容を有している通過領域中の信号を通過させるためのバンドパスフィルタ手段と、

前記心拍抽出手段の前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号がしきい値を超えた時を抽出するためのしきい値手段と、

前記心拍抽出手段の前記しきい値手段によって抽出された信号に基づいて心拍を示す前記信号を生成するためのプロセス手段とを具備している請求項1記載のユニット。

12. 前記心拍抽出手段の前記しきい値手段は、

前記心拍抽出手段の前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号の予め定められた割合の平均されたビーク振幅に等しくしきい値を設定する手段とを具備している請求項11記載のユニット。

13. 前記パワー決定手段は、呼吸信号および心拍信号が最大内容および最小内容  $I_{max}$  の通過領域を有する中心周波数  $f_{c1}$  を有するバンドパスフィルタおよび低通フィルタを含む、前記心拍抽出手段のローパスフィルタ手段は  $0.5$  Hz 乃至  $1.0$  Hz の通過領域を有し、呼吸抽出手段のローパスフィルタ手段は  $0.5$  Hz のカットオフ周波数を有している請求項12記載のユニット。

## 特許第7-504824号(3)

14、前記光検出器手段は出力増幅において伝送された光の強度の11乃至14%を受け取るように前記導波体出力増幅器から離れて位置された単一の光検出器を含んでいる請求項1、3、5または13のいずれか一項記載のモニタ。

15、前記光検出器手段は単一の光検出器を含み、さらに伝送された光のモードの11乃至14%の範囲まで前記光検出器手段に供給された光の強度の数を減少するための前記光ファイバ導波体の出力増幅器に結合されたフィルタ手段を含んでいる請求項1、3、5または13のいずれか一項記載のモニタ。

16、前記光検出器手段は、

光導波導管が光の前記導波パターンによって照明されるように前記光ファイバ導波体の端面に面対して配置され、前記導管に入射した光の強度パターンは伝導管をそれに対して1対の出力を生成する複数の光導波導管と、

前記複数の光導波導管によって生成された出力に結合された入力および前記複数の光導波導管によって生成された出力間の差を測定する手段である出力を有し、前記差信号が前記導管手段に供給される複数の感測器手段とを含んでいる請求項1、3、5または13のいずれか一項記載のモニタ。

17、前記複数の光導波導管は、前記出力増幅において伝送された光の強度の11乃至14%を受け取るように導波体出力増幅器から離れて位置されている請求項1の記載のモニタ。

18、前記複数の光導波導管は、前記出力増幅において伝送された光の強度の11乃至14%を受け取るように導波体出力増幅器

から離れて位置されている請求項1の記載のモニタ。

19、前記複数の光導波導管は、前記出力増幅において伝送された光の強度の16乃至18%を受け取るように導波体出力増幅器から離れて位置されている請求項1の記載のモニタ。

20、伝送された光の強度の11乃至14%の範囲まで前記光検出器手段に供給された光の強度の数を減少するための前記光ファイバ導波体の出力増幅器に結合されたフイルタ手段を含んでいる請求項1の記載のモニタ。

21、前記フイルタ手段は前記光検出器手段に供給された光の強度の数を11乃至14%に減少させる導波導管21の記載のモニタ。

22、前記フイルタ手段は前記光検出器手段に供給された光の強度の数を16乃至18%に減少させる導波導管22の記載のモニタ。

23、光源と、

入力増幅、出力増幅、送管に前記入および出力増幅の中間の増幅部分を含む、前記入力増幅で前記光源からの光を受け取るように位置された光ファイバ導波体と、

前記増幅部分が移動するように結合され、位置されている全体の運動を伝達するための可動手段と、

前記増幅部分の運動に反応してパターン変化する光の強度パターンを受け取るように前記出力増幅に接続して位置されており、前記増幅パターンの変化を感知する感測器を生成する光検出器手段と、

前記増幅部分および前記感測器を有する複数の増幅器と、前記

増幅器および前記感測器からの信号を有する感測器とを有するを区別する制御手段とを具備し、

この制御手段は、

前記光検出器手段によって生成された信号における増幅に感応した増幅器手段中のパワーを指示するパワー感測器を生成するためのパワー感測器手段と、

前記全体の増幅を有する増幅を前記パワー感測器から抽出し、前記全体の増幅を示す増幅を出力するための前記パワー感測器手段に結合された増幅器手段とを含み、前記増幅器手段が、

増幅器が複数の増幅を有している増幅器手段の増幅を有する増幅器手段のローパスフィルタ手段と、

バンドパスフィルタ手段を有する増幅器がしきい値を越えた時を抽出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって抽出された増幅に基づいて増幅を示す増幅器手段を生成するためのプロセッサ手段と、

増幅を示す増幅器手段が通常の増幅からの増幅を示したとき、増幅を示す増幅器手段の表示と増幅の少なくとも一方を生成するための指示手段とを具備している光ファイバ導波体増幅器と。

24、前記しきい値手段は、前記バンドパスフィルタ手段によって出力された信号の最大および最小レベルの間の関数として変化するしきい値を生成する感応しきい値検出器を具備している請求項23の記載のモニタ。

25、前記感応しきい値検出器は、ローパスフィルタ手段に

よって出力された信号が規定の最大レベルを越えるか、又は規定の最小レベルより下に低下した時は常にローパスフィルタ手段によって出力された信号のレベルにおいて前記最大および最小レベルを新しいレベルに再規定し、その増幅を規定された基準で前記増幅器手段の最大レベルを指示する。前記再規定された最小レベルを増幅させる請求項24の記載のモニタ。

26、前記パワー感測器手段は、増幅器および前記増幅器が最大増幅および11乃至14%の増幅増幅を有する中心増幅器26、増幅するバンドパスフィルタおよび増幅器を含む、前記増幅器手段のローパスフィルタ手段は11乃至14%の増幅増幅を有している請求項23の記載のモニタ。

27、前記光検出器手段は、前記出力増幅において伝送された光の強度の11乃至14%を受け取るように導波体出力増幅器から離れて位置された単一の光検出器を含んでいる請求項23の記載のモニタ。

28、前記光検出器手段は前記出力増幅において伝送された光の強度の11乃至14%を受け取るように前記導波体出力増幅器から離れて位置された単一の光検出器を含んでいる請求項23、24、25または26のいずれか一項記載のモニタ。

29、前記光検出器手段は単一の光検出器と、

伝送された光の強度の11乃至14%の範囲まで前記光検出器手段に供給された光の強度の数を減少するための前記光ファイバ導波体の出力増幅器に結合されたフィルタ手段を含んでいる請求項23、24、25または26のいずれか一項記載の

## 特許第7-504828 (4)

を意味する。

35. 前記光検出器手段は、

光導電素子が光の前記照度パターンによって照度されるように前記光ファイバ導電体に対して配置され、前記素子に入射した光の照度パターンのほぼ半分をそれぞれが1対の出力を生成する複数の光導電素子と、

前記複数の光導電素子によって生成された各出力に結合された1対の入力および前記複数の光導電素子によって生成された出力間の差を演算する差演算器である出力を有し、前記差信号が前記識別手段に供給される差増幅器手段とを含んでいる請求項33、34、35または36のいずれか1項記載のシステム。

36. 前記複数の光導電素子は、前記出力増幅器において伝送された光の照度の33乃至100度を受けるように導電体出力増幅器から離れて位置されている請求項35記載のシステム。

37. 前記複数の光導電素子は、前記出力増幅器において伝送された光の照度の45乃至85度を受けるように導電体出力増幅器から離れて位置されている請求項35記載のシステム。

38. 前記複数の光導電素子は、前記出力増幅器において伝送された光の照度の65乃至95度を受けるように導電体出力増幅器から離れて位置されている請求項35記載のシステム。

39. 伝送された光の照度の33乃至100度の範囲内で前記光検出器手段に供給された光の照度の数を減少するための前記光ファイバ導電体の出力増幅器に結合されたフォトスタ手段を含んでいる請求項35記載のシステム。

39. 前記フォトスタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を33乃至95度に減少させる請求項35記載のシステム。

39. 前記フォトスタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を65乃至95度に減少させる請求項35記載のシステム。

37. 光線と、

入力増幅器、出力増幅器、並びに前記入力および出力増幅器の中間の増幅部分を有し、前記入力増幅器で前記光源からの光を受け取るように位置される光ファイバ導電体と、

前記増幅部分が通過するように結合され、配置されている媒体の運動を感測するための増幅手段と、

前記増幅部分の運動に応じてパターン変化する光の照度パターンを演算するように前記出力増幅器に接続して配置されており、前記照度パターンの変化を基に差信号を生成する差増幅器手段と、

正寄る呼吸および心拍運動を示す呼吸信号を感測し、正寄る呼吸および心拍運動から他の信号を導出する感測手段とそれらを識別する識別手段とを含備し、

この識別手段は、

前記光検出器手段によって生成された信号における呼吸に関連した周波数帯域中のパワー量を表すパワー信号を生成するためのパワー検定手段と、

前記信号の心拍を示す信号を前記パワー信号から抽出し、前記媒体の心拍を示す信号を出力するための前記パワー検定

手段に結合された心拍検出手段とを含み、前記心拍検出手段は、

心拍信号が前記媒体を流している運動領域中の信号を感測するためのバンドパスフィルタ手段と、

前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号がしきい値を越えた時を検出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって検出された信号に基づいて心拍を示す前記信号を生成するためのプロセッサ手段と、

心拍を示す前記信号の振幅と、心拍を示す前記信号が正常な心拍からの差信号を示して振幅の振幅との少なくとも一方を生成するための信号手段とを含備している光ファイバ伝送装置システム。

39. 前記しきい値手段は、

前記バンドパスフィルタ手段を前に通過した信号の平均値と前記平均値のピーク振幅を平均するための手段と、

平均値と前記ピーク振幅の平均値とをピーク振幅に等しくしきい値を生成する手段とを含備している請求項37記載のシステム。

39. 前記パワー検定手段は呼吸信号および心拍信号が最大内容および33乃至100度の範囲の範囲を有する中心周波数帯域を有するバンドパスフィルタを含む増幅器を含む。前記心拍検出手段の第2のバンドパスフィルタ手段は33乃至100度の範囲の範囲を有している信号を出力する請求項37、38、39記載のシステム。

40. 前記パワー検定手段のバンドパスフィルタは33乃至100度の範囲の範囲を有している請求項37記載のシステム。

40. 前記光検出器手段は出力増幅器において伝送された光の照度の33乃至95度を受けるように前記導電体出力増幅器から離れて位置された第一の光検出器を含んでいる請求項37、38または40のいずれか1項記載のシステム。

41. 第一の光検出器を含む前記光検出器手段は、

伝送された光の照度の33乃至95度の範囲に前記光検出器手段に供給された光の照度の数を減少するための前記光ファイバ導電体の出力増幅器に結合されたフォトスタ手段とを含んでいる請求項37、38または40のいずれか1項記載のシステム。

42. 前記光検出器手段は、

光導電素子が光の前記照度パターンによって照度されるように前記光ファイバ導電体に対して配置され、前記素子に入射した光の照度パターンのほぼ半分をそれぞれが1対の出力を生成する複数の光導電素子と、

前記複数の光導電素子によって生成された各出力に結合された1対の入力および前記複数の光導電素子によって生成された出力間の差を演算する差演算器である出力を有し、前記差信号が前記識別手段に供給される差増幅器手段とを含んでいる請求項37、38または40のいずれか1項記載のシステム。

43. 前記複数の光導電素子は、前記出力増幅器において伝送された光の照度の33乃至100度を受けるように導電体出力増幅器から離れて位置されている請求項37記載のシステム。

44. 前記複数の光導電素子は、前記出力増幅器において伝送された光の照度の45乃至85度を受けるように導電体出力増幅器から離れて位置されている請求項37記載のシステム。

## 特表平7-504828 (5)

46. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において透過された光の照度の45乃至70%を受けようとして導電体出力端部から離れて位置されている諸事項より記載のものを示す。

47. 伝送された光の照度の3乃至10%の範囲まで前記光検出器手段に供給された光の照度の数を減少するための前記光ファイバ導電体の出力端部に結合されたフィルタ手段を含んでいる諸事項より記載のものを示す。

48. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を4乃至8%に減少させる諸事項より記載のものを示す。

49. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を4乃至7%に減少させる諸事項より記載のものを示す。

50. 光線と、

入力端部、出力端部、並びに前記入力および出力端部の中間の感知部分を含み、前記入力端部で前記光線からの光を受けようとして位置された光ファイバ導電体と、

前記感知部分が光線するように結合され、位置されている対象物の運動を伝達するたりの可能手段と、

前記感知部分の運動を伝達してパターンに変化する光の運動パターンを受けようとして前記出力端部に位置して位置されており、前記運動パターンの変化を映出す電気信号を生成する光検出器手段と、

前記電気信号中の予め定められた変化を識別するために前記電気信号を識別する前記手段とを具備し、

この装置手段は、

前記光検出器手段によって生成された電気信号における予め定められた周波数帯域中のパルス波を指示パルス信号を生成するためのパルス検出手段と、

前記手段の定められた変化を示す信号を前記パルス信号から抽出するための前記パルス検出手段に結合された前記手段とを備え、この抽出手段は、

予め定められた変化が重要な内容を含んでいる予め定められた周波数帯域中の信号を抽出するためのフィルタ手段と、前記フィルタ手段を通過した信号が正しい値を輸入した時を検出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって抽出された信号に基づいて前記予め定められた変化を示す前記信号を生成するためのプロセッサ手段と、

予め定められた変化を示す前記信号の表示と、前記信号が予め定められた範囲からの偏差を示した場合の警報との少なくとも一方を生成するための指示手段とを具備している光ファイバ装置を意味す。

51. 前記しきい値手段は、前記フィルタ手段によって出力された信号の最大および最小レベル間の差の関数として設定するしきい値を生成する選択しきい値検出器を具備している諸事項より記載のものを示す。

52. 前記選択しきい値手段は、フィルタ手段によって出力された前記信号が規定の最大レベルを越えらぬ、或は規定の最小レベルより下に低下した時は常にフィルタ手段によって

出力された信号のレベルにおいて前記最大および最小レベルを新しいレベルに再設定し、その新レベルとされた基準で前記信号を生成された最大レベルを減少させ、前記再設定された最小レベルで検出させる諸事項より記載のものを示す。

53. 前記光検出器手段は出力端部において伝送された光の照度の24乃至74%を受けようとして前記光検出器出力端部から離れて位置された単一の光検出器を含んでい、る諸事項より記載のものを示す。

54. 単一の光検出器を含む前記光検出器手段と、

伝送された光の照度の2乃至7%の範囲に前記光検出器手段に供給された光の照度の数を減少するための前記光ファイバ導電体の出力端部に結合されたフィルタ手段を含んでいる諸事項より記載のものを示す。

55. 前記光検出器手段は、

光導電素子が光の前記運動パターンによって反映されるように前記光ファイバ導電体に対して設置され、前記素子に入射した光の運動パターンのほぼ半分をそれぞれ異なる方向の出力を生成する複数の光導電素子と、

前記複数の光導電素子によって生成された各出力は結合された1つの入力および前記複数の光導電素子によって生成された各出力の差を示す電気信号である出力を有し、前記電気信号が前記識別手段に供給される運動検出器手段とを含んでいる諸事項より記載のものを示す。

56. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の照度の13乃至18%を受けようとして導電体出力端

部から離れて位置されている諸事項より記載のものを示す。

57. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の照度の45乃至70%を受けようとして導電体出力端部から離れて位置されている諸事項より記載のものを示す。

58. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の照度の3乃至10%を受けようとして導電体出力端部から離れて位置されている諸事項より記載のものを示す。

59. 伝送された光の照度の23乃至10%の範囲まで前記光検出器手段に供給された光の照度の数を減少するための前記光ファイバ導電体の出力端部に結合されたフィルタ手段を含んでいる諸事項より記載のものを示す。

60. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を4乃至8%に減少させる諸事項より記載のものを示す。

61. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の照度の数を4乃至7%に減少させる諸事項より記載のものを示す。

## 明 細 書

## 光ファイバ運動モニタ

## 【技術分野】

本発明は、コヒーレントなまたは部分的にコヒーレントな光源によって照射された第一または第二モード光ファイバにおける連続な運動によって生成されたモード雑音の検出に基づいた運動モニタ、特に呼吸、心拍による生体の運動を検出して呼吸数および心拍数を検出する運動モニタに関する。

## 【背景技術】

幼児（生後約2年までの）の重大な死因は“サビドッド死”または幼児突然死症候群（SIDS）である。医学界では、一般に成人からの幼児は睡眠中に呼吸を停止するか（無呼吸）、または低等的心拍数が危険なほど低下し（低脈）、または心拍数が検出され、窒息または絞殺によって死亡（1または2分）内に妨げられたならば、これらの状態からの死は避けられることが可能であることが認められている。

無呼吸モニタは現在存在しているが、それらの装置は使用を制限する費用上の問題を生じさせる。また感度のモニタは信頼性が低く、真偽陽性率が高く偽陰性率を有する傾向がある。また既存のモニタは邪魔になり、監視者がモニタに接続されたベルトまたはその他の装置を脱着させることは避けられないため使用し難い。これはさらに使用を制限する。

信頼性の高いこのようなモニタが必要とされている。

## 【発明の要旨】

したがって、本発明の目的は、信頼性が高く使用し易く、また信頼性が高い検出された生体モニタを提供することである。

本発明の例の目的は、被検者の呼吸、心拍、呼吸数および心拍数を測定し監視することができると同時に生体モニタを提供することである。

本発明のさらに別の目的は、患者の呼吸または心拍のいずれかの異常を検出することができ、警報が検出されることのできる検出された状態を通知する新しいモニタを提供することである。

本発明のこれらのおよびその他の目的は、レーザ等のコヒーレントなまたは部分的にコヒーレントな光源によって照射された第一モードまたは第二モードの光ファイバにおける連続な運動によって生成されたモード雑音の検出に基づいた新しい監視装置を提供することによって本発明にしがって達成される。その装置は、プランケット、マットレスのパー、シートカバーまたはその他の部品の高い材料は監視されている個人に接続した状態に維持されているかまたはそれに結合された数メートルまたは数十メートルのファイバを巻く。カスレーザまたはレーザダイオードからのコヒーレントな光はファイバの入力端部で注入され、雑音電流を最大にするために出力端部で空間的または偏光フィルタ処理される。その後、このフィルタ処理されたレーザ光はフォトダイオード（すな

## 特許第7-504528（B）

わち光検出器）を監視する。すなわち、フォトダイオードは空間的には約20ナニタの範囲“セル”に分割した領域。すなわち点検範囲検出器の近フィールドまたは遠フィールド領域パターンがいずれかにある光パワーを検出する。フィルタ処理は空間フィルタを使用して行われるか、またはその代わりに偏光フィルタが検出器とファイバの出力端部との間に位置され、これは案内された光の成分、すなわち偏光フィルタによって通過される方向に偏光された光を減少。この方法において、光検出器は偏振および周波数スペクトルがファイバの連続的な運動に関連した変化信号を生成する。

さらに、高感度な検出器として多モード光ファイバを使用した領域の周囲を監視するための光ファイバ検出者監視システムを開示しており、それにおいてあるタイプの多モード光ファイバは簡単に埋められ、コヒーレントな光は検出された光ファイバを巻いて導かれ、ファイバの端部を導く出力光パターンが検出者の存在を決定するために監視され、監視されて信号が生成される。

さらに、光ファイバの出力を高度化するための手段を得た新しい光ファイバ検出装置を開示しており、検出された信号は監視されている患者の呼吸不全の検出に警報および、または検出をトリガーするために使用されることができるとを主張している。

さらに、監視装置するためのおよび連続運動のセンサとしてのモードホドメイン光ファイバセンサを開示している。さらに、医学文献において第一回または第一の相関セルと呼ばれている光ファイバの出力に信号を得るパターンを第一モードにフィルタ処理することを開示しており、カンチレバービームのような機械的構造上への力の監視への適用を発見している。

しかしながら、従来の技術において監視されている人物の呼吸、心拍、呼吸数および心拍数に関する情報を高い信頼性でどのように導出するかはあまり記載されておらず、従って

わら光検出器）を監視する。すなわち、フォトダイオードは空間的には約20ナニタの範囲“セル”に分割した領域。すなわち点検範囲検出器の近フィールドまたは遠フィールド領域パターンがいずれかにある光パワーを検出する。フィルタ処理は空間フィルタを使用して行われるか、またはその代わりに偏光フィルタが検出器とファイバの出力端部との間に位置され、これは案内された光の成分、すなわち偏光フィルタによって通過される方向に偏光された光を減少。この方法において、光検出器は偏振および周波数スペクトルがファイバの連続的な運動に関連した変化信号を生成する。

実際には、通常の呼吸または心臓の運動はファイバにおいて小さい屈折率を生じさせ、屈折パターンを高度化し、フォトダイオードにおいて対応した“モード雑音”信号を生成する。この信号は検出器または検出器等のいずれでもなく、検出器が検出される電子回路のタイプに依存している。一般性を損なうことなく、また発明の発明の簡明化のための、この信号を単に“雑音信号”と呼ぶ。検出された信号信号が検出される程度の周波数は、ファイバの運動の速度に比例する。したがって、通常の呼吸は検出された信号信号の低い周波数成分のパワーの局所的な実数上の増加によって特徴付けられる。他方において、乱れた呼吸はより高々った雑音信号スペクトル時間特性を生成し、もろく呼吸の停止も同様である。雑音信号の周波数スペクトルにおけるこの特徴的な異常は、適切な警報信号を電子的にトリガーして適切な処方を命じるために使用されることがある。

## 特表第7-504828 (7)

呼吸器を抽出することによって、呼吸器はまた不規則的、過速な、遅速な心拍または不規則だけでなく、速い、遅い、またはなれば呼吸器等のその他の呼吸器を抽出し、それに対する適切な呼吸器をトリガーであることが必要である。このような別の呼吸器は呼吸器と異なるものと異なる。多量の状態および、または複数の人が同時に監視されている場合、与えられた任意の呼吸器の検出および呼吸器の識別を容易にするために簡単に使用可能な呼吸器が使用されることがある。

さらに、上記のタイプの装置はまた正しく全呼吸器を監視するために使用されることがある。例えば、使用ドレッド（1/1444）は呼吸器における正常な呼吸および心拍の監視、並びに呼吸器装置または監視されている個人からのデータを監視装置に送信する監視装置装置に本発明の装置を結合することによる呼吸器および、または心拍の長時間監視した（start-to-stop）監視である。本発明の装置はまた呼吸器の故障を防ぐために監視の開始において心拍数および呼吸器を監視するために使用されることがある。また、それは患者の位置が知られている必要がある監視所またはホームケア装置のような、呼吸器または心拍の呼吸または不呼吸に基いて呼吸器の呼吸または不呼吸を監視するために使用されることがある。

さらに、このような装置はまた人知りの動作または移動する領域部分を検出センサ等の検出対象の動きを監視するために使用されることがある。

使用される光ファイバのセンサ部分（すなわち、監視されている対象または個人に機械的に結合された、人力および電力の両方を除く中間部分を構成している部分）が長くなると、それだけさらに出力損失パターンが増加している対象または個人の運動に対する感度が低くなり、有効な情報を伝達する通信帯域中の割合が低くなる。しかしながら、ファイバが長くなると、その損失および結合で増幅およびそれを補償するレーザの光損失が低くなる。したがって、本発明において使用される光ファイバの長さの長さは、これらの両方のバランスによって決定される。数メートル乃至数十メートル程度の長さが適切であることが知られている。

本発明は、呼吸器および、または心拍装置が適切な感度で検出されることがある装置または監視装置を包含している。光ファイバの出力のレーザ光は監視装置または監視装置と、フォトダイオード中のモード結合装置を最大にし、使用されるセンサの設計を改善するように選択された通過帯域を有する1次バンドパスフィルタに供給される監視装置信号を生成する。例えば、0.5nm の幅の通過帯域および0.5nm の幅の（N/A）帯域の2メートルのガラスチップ監視装置を使用したセンサは、約20乃至30 dBの、最適には20乃至30 dBの感度で通過帯域を有することが知られた。0.5nm の幅の通過帯域および2.1nm のN/Aを有する2メートルのシリコンチップ監視装置のファイバを使用した別のセンサは、約10乃至15 dBの、最適には20乃至30 dBの感度で通過帯域を有することが知られた。一般的な観点から、1次バンドパスの監視装置

および、または心拍装置が適切な内容を有する通過帯域中の信号を通過させることである。実験的に決定されているように、この通過帯域は使用されるセンサの検出の関数として選択する。したがって、本発明により通過帯域は呼吸器および呼吸器状態と心拍および心拍装置との間の結合パワータの関数が最大である周波数 $f_{0.1}$ に基づいて決定されることがある。通過帯域は $0.1 f_{0.1} < f_{0.2} < 0.9 f_{0.1}$ 、または $0.5 f_{0.1} < f_{0.2} < 0.9 f_{0.1}$ の間に設定されなければならない。ここにおける実験例において、示された $f_{0.1}$ は示された第1の設計に対して約15であり、示された第2の設計に対して10であり、通過帯域は前述の範囲に基づいて決定されなければならない。

その際、1次通過帯域フィルタ処理された信号は、しばしば絶対検出器と受信される信号処理によって処理される。その後、監視された信号は、監視された信号が0.5 nm乃至3.0 nm、または1.0 nm乃至3.0 nmの範囲に通過帯域を有する監視装置から2次バンドパスフィルタに送られる心拍抽出回路を含む2つの抽出回路に供給される。2次バンドパスフィルタの出力はドレック検出器に供給され、その検出されたドレックがしきい値に比較され、心拍率の存在を決定する。監視された信号はまた心拍抽出回路に個別に供給された呼吸器監視抽出回路に供給され、0.5 nmより下の通過帯域を通過させるオプション的な2次バンドパスフィルタ、および2次ファイバの出力における信号の最も強い信号および最小の信号に感度して変化する感度可能なしきい値と処理された信号が

比較される感度可能な範囲を含む。

その代わりとして、別の実施例は、異なる波長の光が光ファイバによって案内されるという事実を利用する。長く知られているように、誘電体光ファイバの各モード（すなわちそれぞれ異なる波長）は、異なる方向の異なる波長の異なる方向の異なる波長に対して2つのモードである。実験において、ファイバの全長をモードのこの異なる波長は、感度が異なる問題に本質的にない場合にはこのように行われているように一般に監視されている。しかしながら、ここではその光に感度の効果を考慮する。

光パワーは3つの異なるモードから別のものにシフトすることが可能であり、感度問題とモードの異なる波長を異なる波長パターンにおいて出されるように、光パワーもまた異なる波長を異なるモード間で交換されることが可能である。本発明のこの実施例において、光信号（例えば通過バンドパスフィルタ出力）はファイバ出力端と検出器との間に監視される。この方面において、完全に半分のモード（光信号によって選択された信号を持つもの）が選択され、別の半分は検出器に封鎖する。このような検出装置は、例えば検出器エリアがファイバから得られる光の波長帯域の検出に対するモードファイバ出力端から検出器を離すか、または特定の波長パターン光が検出器に達することを阻止するマスクを導入するか、またはファイバ出力端と検出器との間にいわゆる「ローレン（Lorenz）ルーティング」を位置させることによる10%の感度ファイバ監視等の、任意の形態の10%の感度ファイバ監視のよ









[illegible]

882-20000 000

何れも、この二つの問題に對しては、實に、  
 國家の前途に於いて、最も重大なる問題となつてゐる。この二つの問題が、如何に解決せられ、如何に解決せられぬかは、國家の前途に於いて、最も重大なる問題となつてゐる。この二つの問題が、如何に解決せられ、如何に解決せられぬかは、國家の前途に於いて、最も重大なる問題となつてゐる。

[illegible][illegible][illegible][illegible]

スプリット後、各部分が分離した後、出射光を用いた検出装置により、各部分の強度を正確に検出し、したがって、各

一、根據新學制修業年限，

[illegible][illegible]

[illegible][illegible][illegible][illegible][illegible][illegible]



特表平7-304828 (14)

で設置され、その発光強度調整を示す発光強度および発光速度を示すアナログ電圧信号を出力する発光部/駆動部および入心発光部駆動部108に供給される。回路108のアナログ出力信号は、デジタル信号プロセッサ109に供給されるデジタル出力を生成するA/D変換部109に供給される。あるいは回路108に供給されたいくつかの機能を実行し、次に回路内部でそれを処理する。もっとも、容易しい実施形態では発光部駆動はソフトウェアで実装される。最初に、デジタル信号はセンサパッドの毎回の設計に整えられた駆動電圧を有する回路可能なバンドパスフィルタ104に供給される。上記に説明されたこのような1つの設計に対して、駆動電圧は10乃至200 Hzの範囲であり、終端は15乃至135 Hzであり、ここにおいて呼吸および心拍に関連したエネルギーの大部分が検出される。前述のセンサパッド設計に対して、フィルタ104の上方および下方カットオフ周波数は互いに等しいことが可能である。フィルタ104の出力は駆動部108によって整えられた発光部である。駆動部108は心拍および呼吸現象をもそれぞれ検出する心拍抽出回路105および呼吸率抽出回路107に供給された出力信号を処理する。

心拍抽出回路105は、例えば周波数が2の整数で周波数において高くおよび低く位相的に同期可能な $\sim 1$ 乃至3 Hzの駆動電圧を有する回路可能な2次バンドパスフィルタ110と、データ駆動決定および比較回路112と、回路112の出力を受け取るプロセッサ114とを含む。心拍数を決定して、心拍数が予め定められた閾値の範囲であるか、あるいは予め定

められた閾値の範囲の範囲内で変化する場合、駆動電圧114をトリガーする。フィルタ110の駆動電圧は周期的に供給されるか、あるいは1（人工インテリジェンス）回路、いわゆる「フロッピー回路」である神経ネットワークまたはその他のプロセスによって自動的に制御される。

回路112は、以下のように動作されることができ、データ検出方法を実行する。データ駆動がゼロラインより上に上昇した時は常に、駆動がゼロラインより下に降る前に駆動する最大の値が記録される。この最大の値が以下に定められているように十分な高さに一致するか、あるいはそれを越えた場合、心拍が検出される。心拍の時間的データ駆動がその最大の値に達する瞬間として、あるいは実際の検出されるに有利に、データ駆動が上昇された十分な高さに達した後ゼロラインを再度交差した瞬間として検出されることがある。データ駆動が上昇された十分な高さに達したか否かにかかわらず、18個の最も新しいパルスの高さを電子記憶が維持され、これら18個の平均が取られる。心拍としてカウントされるために、ゼロラインより上に上昇したデータ駆動は予め定められた割合、通常その平均の25%を超えなければならない。18個のパルスが検出するまで、18個のパルスは平均化を形成するために第1のバースが記憶もカウントされる。パルスがゼロに降る前に多数のピークを有する場合、高度のピークは上記に示されたように検出される。図6は、整えられた2次フィルタ駆動された回路が回路108の2次フィルタ110から出力され、回路112に供給されたときのその波形

を示し（図6の参照）。回路112のパルス出力はプロセッサ114に供給される心拍の存在を示す。

呼吸抽出回路107は心拍抽出回路105に類似しているが、異なる駆動電圧で構成される。回路107は係数 $\sim 2 \times$ だけ同期可能であり（ここにおいておよびその他の駆動で認められるこのような同期は、センサが異なる生体組織および位置の振動に同期されることを意味する）、全発光部108とA/D変換部109とをエンベロープ抽出機能を実行する0.1乃至0.5 Hzの範囲のカットオフ周波数を有する回路可能な2次ローパスフィルタ116と、以下説明される遅延しない駆動抽出回路120と、発光部108と、同じ機能を実行する発光プロセッサ112とを含む。発光プロセッサ112は、発光および表示部114に出力を供給する。

次に、図7により図示しない駆動抽出回路120の動作を説明する。最初、回路120はフィルタ116の出力で最も新しいデータ駆動を有する上向きデータ駆動ラインとフィルタ118の出力で最も新しい最小値を有する下向きデータ駆動ラインとの間の予め定められた割合、例えば60%に達してしきい値を越える。図7は $\sim 0.2$  Hzのローパス周波数を有するローパスフィルタ118の出力におけるデータを示す。

データ駆動ライン（データラインの上方）、基準線ライン（データラインの下方に示されている）およびしきい値（データ駆動ラインと基準線ラインとのほぼ中間）もまた図7で示されている。データ駆動ラインはデータより下になることはなく、データがそのラインより下に下降した時には常にゆ

っくり下降するように定められる。下降率は約1分で値をゼロにするようなものであるが、1/4分乃至2分の値が検出されてもよい。同様に、基準線ラインはデータより上になることはなく、データがそのラインより上に上昇した時には常にゆっくり上昇するように定められる。上昇率は約1分でデータ駆動ラインの高度にラインを上昇させるのに十分であるが、1/4分乃至2分の値が検出されることがある。任意の時間的に、最初のデータ・オン時の最初の上昇率は、基準線ラインが初めてデータラインに接触するまで（約10x）高い。これは検出時の過渡現象を抑制し、過剰の動作をさらに迅速に検出する。したがって、これらの基準ラインは自動的にリセットされ、データがそのラインに接触した時に常に逆方向のラインからそれを検し、別の時にはこれらのラインは遅いに向かってゆっくり下降する。しきい値は、2つのライン間に65%のようなある予め定められた割合で穿通するように定められる。この割合は、 $\sim 15$ 乃至 $\sim 20$ の範囲であることができる。データラインがしきい値ラインより上に上昇した時は必ず、呼吸現象が開始されたことが説明される。データラインが再びしきい値ラインより下になった時には常に呼吸現象が終了したことが説明される。

上記の説明において、図7のバースは同期可能であると説明されている。本発明はこのようなパラメータがまた「適応的」である必要に示していることが理解されるであろう。適応バンドパスフィルタは、例えばフィルタの周波数を示した図からフィルタ係数を選択することによって容易で実装を

## 特表平7-504828 (15)

れることがある。例えば上記に示されたセンサバッド設計の1つに対して、システムは以下のフィルタの係数をメモリに記憶している：

- (1) 25Hz～50Hz
- (2) 37Hz～75Hz
- (3) 50Hz～100Hz
- (4) 70Hz～140Hz
- (5) 100Hz～200Hz

プロセッサは、現在使用中のものと“隣接した”フィルタ（次のアップおよびダウン）を連続的に比較し、心拍および呼吸信号の平均振幅がこれらの振幅域において改善されるか、或は劣化するかを検出するために検査することができる。隣接したフィルタの1つがより良好に動作した場合、それは新しい“当前”フィルタになる。少し後に、隣接したフィルタを使用したとき、呼吸強度の同じ検査が再度行われる。

その代わりに、スイッチドキャパシタフィルタは、各段階のための信号プロセッサのアナログ形態で採用されることが可能である。このようなフィルタにおいて、バンドパス中心周波数は、フィルタチップの制御ポートに供給された制御信号の周波数を変化するによってソフトされる。このようなチップの1つは、マキシムインテグレイテッドプロダクツ社（1200 California Street, Hayward, CA 94588）によって製造されたMAX238 のビンプログラム可能なバンドパスフィルタである。

において行われるように高および低の帯域により動作が可能であるようにバンドパスフィルタとして設計されることが可能である。

(5) デジタル信号プロセッサ（DSP）により実行されるような図りに示されたいくつかまたは全ての機能は、その代わりに、A/D 100 が不変であるアナログ電子素子により実行されることが可能である。

(6) 上記に示されたように、フィルタバンクの適切な周波数は1（人工インテグレーション）回路、神経ネットワーク、フーリエ変換回路またはその他のプロセッサによって自動的に制御されることが可能である。

当装置はさらにいくつかの単一モードファイバ（すなわちさらに検出には検出光の両方から送られた場合には二重モード）は、費用が高く複雑である可能性が高く、それに光学的に結合するための必要とされる厳格な基準が厳格であるため、恐らく最もよい実施形態ではないが、本発明において有効であることを認識するであろう。モード雑音はしばしば単一モードのファイバほど低くないが、少なくとも2つのモードのために発生する。第1に、単一モードのファイバの屈折率が、案内されない（損失した）高いオーダーのモードに結合される案内された光の割合を変化させ、ファイバが移動したときに変化する光パワーの変化を引き起こす。

第2に、光の偏振光を誘導する単一モードファイバの場合、一方の偏光で誘導された光の一部分はファイバ運動によって異なる偏光に切り替えられる。したがって、その場合“偏光

上記の技術は、感測制御のために2×の増大された雑音を適用することによって達成されたい。その代りとして簡潔ならば、DSPが適切なハイパスフィルタおよびローパスフィルタによりバンドパス検出と無関係に動作し、上記に説明されたように感測の結果のために各ローパス周波数を独立に調節し、それによってローパス周波数および中心周波数の値を調節することができる。同様に、フィルタ118 のローパス周波数は適応的に変化されることが可能である。

当装置は、本発明の感測システムが実施されることが可能である多くの別の方法が存在していることを理解するであろう。特に、以下の可能性が示されているが、列挙されたものは限定的であることを認識されている：

(1) 増幅器114は、単独の増幅器として実施されることが可能であり、雑音電圧信号中の基頻情報がその増幅器内容と共に保存される。

(2) 複数の光検出器が採用されることが可能であり、それぞれ独立した電子システムを備え、異なる状態に基づいて共有または専用の信号をトリガーするか、単に同じ状態を独立に検出し、検出されている対象の異なる状態をさらに高い信頼性で検出することが可能である。

(3) 複数の増幅器増幅器が電子的に調整されることが可能であり、これは呼吸力学に関する追加的な情報が導出されることが可能であることを意味する。

(4) 呼吸抽出回路のローパスフィルタ118 は、上記に説明されたように正確なだけの代りに、実際にソフトウェアに

フィルタの場合”として最初に説明されたように、ファイバから出力された光の完全な円筒形を受けようとする意図においてファイバの出力端部と検出器との間に配置された検出器は、1つの偏光の光はほとんど減衰されて検出器に到達せず、他方の偏光の光はほとんど減衰されずに検出器に到達するため、検出器において高いモード雑音電圧を生成する。事実、上記の構成は最大雑音電圧信号に対して最初に述べられた基準を満す、すなわち検出器が検出モードの中心に結合されることが認められるであろう。この単一モードファイバの場合には、観察される偏光モード中の瞬間的なパワーは誘導されたパワーの100 兆乃至100 倍を超過するため、1つの偏光モードだけが存在し、変化は案内されたパワー全体の割合で表される最大の可能な雑音である可能性がある。

光ファイバ2によって誘導されるモード数が少なくなると、それだけ検出器における平均光強度の分散として表されたときの最大雑音電圧が大きくなる。特に、検出器の平均光強度は本質的にファイバ2によって誘導された平均の全光パワーに一定して比例する。したがって、一般に所定のレーザ入力パワーに対して、検出器が最大セルの半分を受けると仮定し、入力結合損失およびファイバ2における増減（雑音は典型的に小さいか、或は検出できる）を認識すると、光ファイバ2が誘導するモード数が少ない、すなわち誘導された全光パワーの割合として表される最大雑音電圧が大きくなる。知られているように、ファイバが誘導するモード数はファイバのコア直径とファイバ開口部の後に比例し、コア





特表平7-501826 (17)

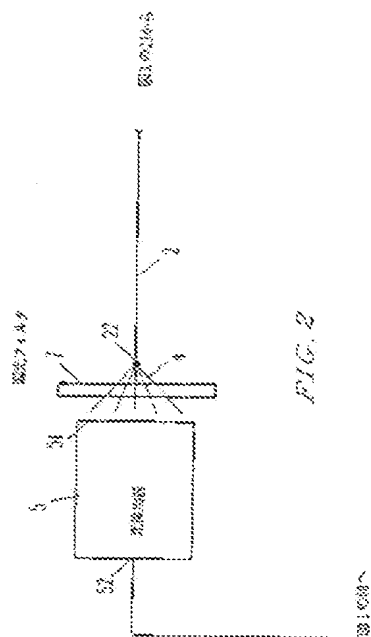


FIG. 2

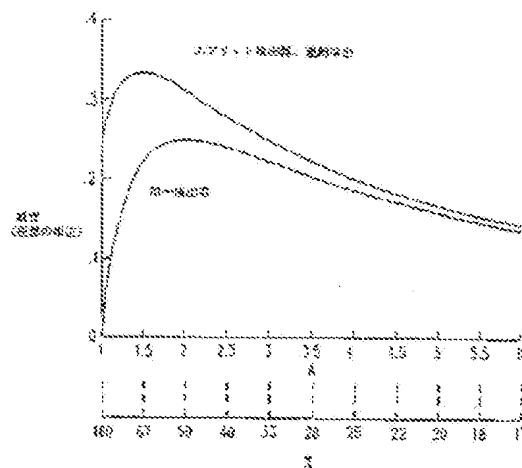


FIG. 3a

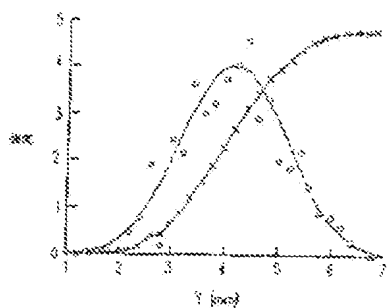


FIG. 3b

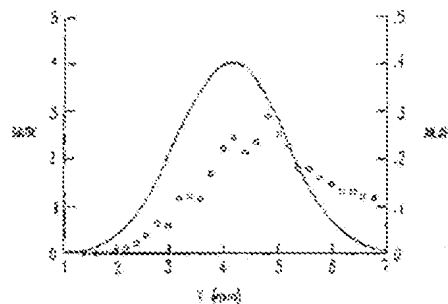


FIG. 3c

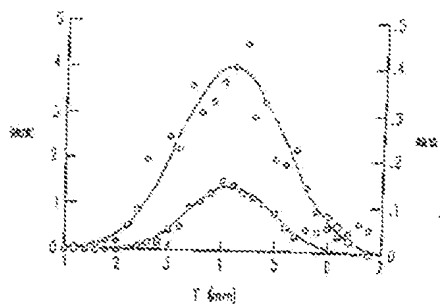


FIG. 3d

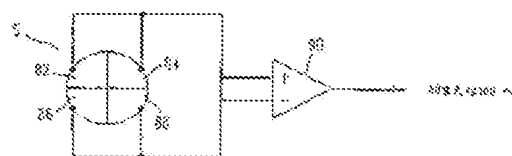


FIG. 3e

特開平7-304828 (18)



FIG. 4a

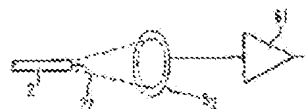


FIG. 4b

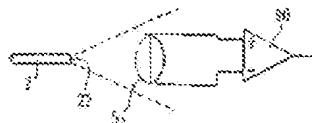


FIG. 4c

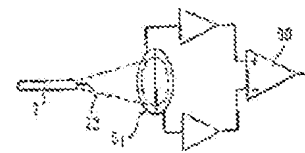


FIG. 4d

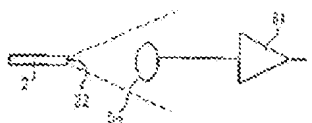


FIG. 4e



FIG. 4f

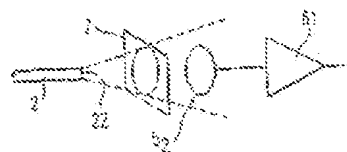


FIG. 4g



FIG. 4h

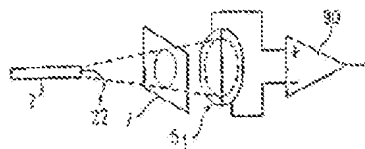


FIG. 4i

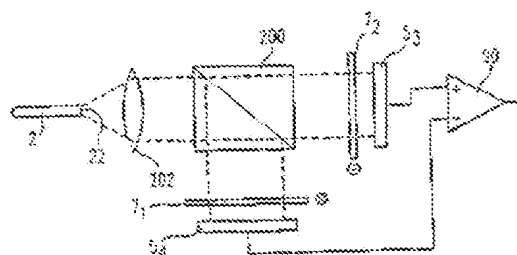


FIG. 4j

特許平 7-504928 (19)

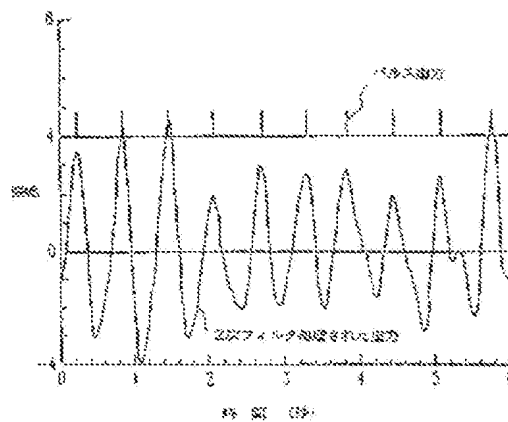
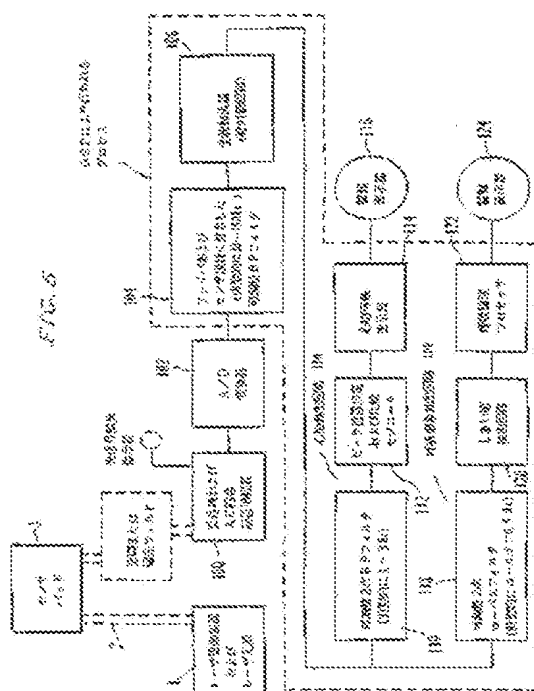


FIG. 6

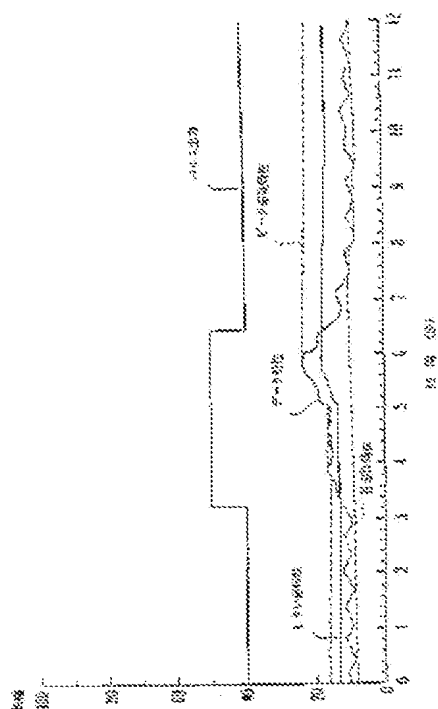


FIG. 7

発明の概要	
1. 発明の名称: 特許平 7-504928 (19)	
2. 発明の分野: 特許平 7-504928 (19)	
3. 発明の要旨: 特許平 7-504928 (19)	
4. 発明の詳細な説明: 特許平 7-504928 (19)	
5. 発明の効果: 特許平 7-504928 (19)	
6. 発明の産業上の利用可能性: 特許平 7-504928 (19)	
7. 発明の参考文献: 特許平 7-504928 (19)	
8. 発明の請求の範囲: 特許平 7-504928 (19)	
9. 発明の発明者: 特許平 7-504928 (19)	
10. 発明の代理人: 特許平 7-504928 (19)	
11. 発明の発明日: 特許平 7-504928 (19)	
12. 発明の発明地: 特許平 7-504928 (19)	
13. 発明の発明者: 特許平 7-504928 (19)	
14. 発明の発明地: 特許平 7-504928 (19)	
15. 発明の発明者: 特許平 7-504928 (19)	
16. 発明の発明地: 特許平 7-504928 (19)	
17. 発明の発明者: 特許平 7-504928 (19)	
18. 発明の発明地: 特許平 7-504928 (19)	
19. 発明の発明者: 特許平 7-504928 (19)	
20. 発明の発明地: 特許平 7-504928 (19)	

特表平7-504828 (20)

フロントページの続き

(54)発明の名称 EP(AT, BE, CH, DE,  
 DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M  
 C, NL, PT, SE), OA(BF, BJ), CF, CG  
 , CI, CM, GA, GN, ML, MR, SN, TD,  
 TG), AU, BB, BG, BR, CA, CS, FI,  
 HU, JP, KP, KR, LK, MG, MN, MW, N  
 O, NZ, PL, RO, RU, SD, UA